

**Tierexperimentelle Untersuchungen zur in-
direkten Augeninnendruckmessung mit sta-
tistischer Auswertung der Ergebnisse**

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg

vorgelegt von
Klaus Buechler
Gunzenhausen/Mfr.



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41546317_0069

**Tierexperimentelle Untersuchungen zur in-
direkten Augeninnendruckmessung mit sta-
tistischer Auswertung der Ergebnisse**

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg

vorgelegt von

Klaus Buechler

Gunzenhausen/Mfr.

Gedruckt mit der Erlaubnis der Medizinischen Fakultät
der Universität Erlangen-Nürnberg



Dekan: Professor Dr. Dr. H. Pauly

Referent: Priv.-Doz. Dr. E. Genée

Correferent: Professor Dr. E. Schreck

Tag der mündlichen Prüfung: 19. Juni 1973

Tierexperimentelle Untersuchungen zur indirekten
Augeninnendruckmessung mit statistischer
Auswertung der Ergebnisse

1. Problem- und Fragestellung
2. Methodik
 - 2.1. Versuchstier
 - 2.2. Narkose
 - 2.3. Augeninnendruckmessung
 - 2.3.1. Direkte Messung mit dem HANSEN-Manometer
HB 66 A
 - 2.3.1.1. Prinzip der Methode und Beschreibung des
Gerätes
Technische Daten
 - 2.3.1.2. Vorbereitung des Versuchs
 - 2.3.2. Indirekte Messung mit dem Impressions-
tonometer nach SCHIÖTZ
 - 2.3.2.1. Prinzip der Methode und Beschreibung des
Gerätes
Vorbereitung des Versuchs und Meßvorgang
 - 2.3.2.2. Vorbereitung des Versuchs und Handhabung
des Gerätes
3. Probanden und Ergebnisse
 - 3.1. Vergleich der Augeninnendruckmessung auf mano-
metrischem und impressionstonometrischem Wege

- 3.2. Vergleich der Augeninnendruckmessung auf
manometrischem und applanationstonometrischem
Wege unter Einbeziehung der Hornhautanästhesie,
bzw. der Hornhautbefeuchtung und der Zeitdiffe-
renz zwischen den einzelnen Messungen
- 3.3. Statistische Auswertung der einzelnen Meßreihen
- 3.4. Beobachtung und statistische Sicherung des
Druckabfalls bei der applanationstonometrischen
Messung des Augeninnendrucks nach Benetzung der
Kornea
4. Diskussion
5. Zusammenfassung
6. Literaturverzeichnis

Tierexperimentelle Untersuchungen zur indirekten
Augeninnendruckmessung mit statistischer
Auswertung der Ergebnisse

1. Problem- und Fragestellung

Verschiedene Versuche einer objektiven Messung des intraokularen Druckes (io. D.) waren bereits unternommen worden, als ALBRECHT v. GRAEFE 1862 (25) das erste brauchbare Impressionstonometer entwickelte. In der Folgezeit wurde die Meßmethode verbessert und wird heute meist nach dem von SCHIÖTZ (28) angegebenen Verfahren durchgeführt. Das schon 1885 von MAKLAKOFF (21), 1954 von GOLDMANN (13) und 1966 von DRAEGER (4) angegebene Verfahren der applanationstonometrischen Messung des io. D. hat in neuerer Zeit große Bedeutung erlangt.

Insbesondere wegen der einfacheren Handhabung sowie der geringeren Belastung für den Patienten und der höheren Meßgenauigkeit wird die Applanationstonometrie heute häufig der Impressionstonometrie vorgezogen. Beide Verfahren haben jedoch ihre Berechtigung in der Differentialtonometrie. Sowohl SCHMIDT (29) als auch DRAEGER (6,7) weisen auf die Rolle der Rigidität bei der Verknennung eines beginnenden Glaukoms hin.

Obwohl eingehende Studien über beide indirekten Meßverfahren sowohl beim Menschen als auch beim Tier vorliegen (2,11,17,33), fehlen noch statistisch gesicherte Ergebnisse der impressionstonometrischen Messung nach SCHIÖTZ (28) sowie der handapplanationstonometrischen Messung nach DRAEGER (4) im Vergleich mit der manometrischen Messung in situ bei einundderselben Spezies.

In der folgenden Arbeit werden daher die heute gebräuch-
lichen indirekten Verfahren der Tonometrie im Tierversuch
mit dem manometrisch gemessenen io. D. verglichen.

2. Methodik

2.1. Versuchstier

Die Meßreihen wurden am Auge des Hauskaninchens (*Lepus cuniculus*) durchgeführt. Der Augeninnendruck (1) sowie die anatomischen Gegebenheiten am Kaninchenauge sind dem menschlichen Auge durchaus vergleichbar. Es sei jedoch auf das unterschiedliche Verhalten des vegetativen Systems (NIESEL (26)), unterschiedliche Hornhautdicke, Korneadurchmesser und Krümmungsradien (34) hingewiesen. Darüberhinaus erscheint es wesentlich, daß die ansonsten fast identische feingewebliche Struktur der Kornea eine Bowman'sche Membran nicht mit Sicherheit erkennen läßt.

2.2. Narkose

Nach Injektion von Nembutal^R (Natriumpentobarbiturat o. 5-Äthyl-5(1-methylbutyl)-barbitursäure) über einen in die laterale Ohrvene eingeführten Kunststoffkatheter wurde das Kaninchen in Seitenlage an Pfoten und Kopf auf einem Metalltisch fixiert. Das mittellang wirkende Narkotikum ist für diese Zwecke gut steuerbar. Dosierungsschema (35):

Gewicht in kg	2	3	4
Einleitungsdosis	$\frac{2}{5}$	$\frac{3}{5}$	$\frac{4}{5}$
in ml			
Fortführungsdosis	$\frac{4}{5}$	$\frac{6}{5}$	$\frac{8}{5}$
in ml			

Die Gesamtdosis wurde bis zu einem Volumen von 5 ml mit 0,9 % Kochsalz-Lösung aufgefüllt. Beim Eintreten eines Atemstillstandes wurde Alupent^R, 8,4 % NaHCO₃-Lösung verdünnt mit 0,9 % Kochsalz-Lösung im Verhältnis 1:1:10 nachgespritzt. Um eine Thrombosierung an

der Katheteröffnung zu verhindern, wurde nach Einleitung der Narkose Liquemin 5000^R verdünnt mit 0,9 % Kochsalz-Lösung im Verhältnis 1:5 injiziert. Als Lokalanästhetikum an der Hornhaut wurde 0,4 % Novesin^R angewandt.

2.3. Augeninnendruckmessung

2.3.1. Direkte Messung mit dem HANSEN-Manometer

HB 66 A (32)

2.3.1.1. Prinzip der Methode und Beschreibung des Gerätes

Das HANSEN-Manometer wird als Elektromanometer für die Messung physiologischer Drucke verwendet. Eine Meßkammer wird mit dem Flüssigkeitsraum, dessen hydrostatischer Druck gemessen werden soll, über einen flüssigkeitsgefüllten und mit einer Kanüle versehenen Kunststoffkatheter verbunden. Meßkammer und Flüssigkeitsraum (hier Vorderkammer des Auges) müssen auf gleicher Höhe fixiert sein. Es eignen sich besonders gut Kanülen der Größe 2 mit geschlossener, lanzettförmiger Spitze und zwei 0,5 cm von der Spitze entfernt liegenden Bohrlöchern von 0,5 mm Durchmesser.

Bei Drucksteigerung erfolgt in der Meßkammer eine Volumensteigerung, die mit der Auslenkung einer geerdeten Membran in Richtung auf die Meßelektrode einhergeht. Die Änderung der Kapazität dieses Kondensators wird mittels eines Oszillators auf den Verstärker übertragen.

Bei den vorliegenden Versuchen erfolgte die Druckregistrierung über einen Polyphysiographen. Die Augeninnendruck- und die Pulsationskurve wurden über zwei Kanäle aufgezeichnet. Für die Augeninnendruckkurve wurde eine Eingangsempfindlichkeit von 50 mV und für die Pulsa-

tionskurve von 1 mV verwandt. Für die Absolutwertregistrierung lief der Verstärker auf Gleichstrom, zur Registrierung der Pulsationskurve auf Wechselstrom. Die Kurvenabläufe wurden mit einer Geschwindigkeit von 5 mm/sec aufgezeichnet.

Technische Daten

Die bemerkenswertesten Vorzüge des HANSEN-Manometers liegen in seiner geringen Volumenverschiebung und seiner hohen Resonanzfrequenz.

Druckumwandler:

Druckbereich:	-20 bis + 300 mm Hg
Überbelastung:	bis zu 100 %
Temperaturbereich:	bis zu 100°C
Volumen des Drucksystems:	0,386 ccm
Volumenänderung:	ca. 10^{-5} ccm

Oszillator:

Frequenzstabilität:	$20 \cdot 10^{-6}$ /Volt bei Änderung der zugeführten Spannung $- 10 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ bei Änderung der zugeführten Temperatur
Frequenzbereich:	4,4 bis 5,5 Megahertz/sec
Temperaturbereich:	- 10 bis + 60°C
Stromverbrauch:	12,5 V Gleichstrom, ca. 8 mA
Ausgangswiderstand:	100 Ohm

Verstärker:

Spannung:	110 V o. 220 V $\pm$ 10 %
Verbrauch:	7 Watt
Ausgangsart:	differential symmetrisch zu 0
Ausgangsempfindlichkeit:	$\pm$ 2 V bei vollem Zeigeraus- schlag in allen Bereichen
Ausgangswiderstand:	100 Ohm

2.3.1.2. Vorbereitung des Versuchs

Vor Gebrauch wurde die Druckkammer durch etwa 20-minütiges Auskochen sterilisiert und dann langsam abgekühlt. Hierbei mußte der Dreiwegehahn nach allen drei Richtungen geöffnet und die Kammer mit Wasser gefüllt sein.

Um eine Konstanz der Nullage zu erhalten, wurde der Verstärker etwa 20 Minuten vor Versuchsbeginn eingeschaltet. Danach wurde das Meßgerät auf den Vollausschlag von 0 bis 100 mm Hg geeicht.

Nach lokaler Anästhesie der Kornea, Fixierung des Bulbus bei horizontaler Lage der Iris und Spreizung der Augenlider wurde die Vorderkammerkanüle am Limbus ohne wesentliche Touchierung der Iris in die Vorderkammer gelegt und durch leichtes Einstechen der Kanülenspitze in die retrokorneale Wand der gegenüberliegenden Limbusseite fixiert. Nach unsachgemäßer Einführung der Kanüle und Berührung der Iris kam es meist zu einer vermehrten und in ihrer Zusammensetzung veränderten Produktion des Kammerwassers, was eine Verlegung der Bohrlöcher der Kanüle und eine Abnahme der Pulsationsamplituden zufolge hatte. Über den am vorderen Ende der Druckkammer gelegenen Dreiwegehahn wurde die Kanüle nach geringem Zurückziehen aus dem Einstichkanal gespült.

Auf dem gleichen Wege war es möglich, den Augeninnendruck durch Injektion von 0,9 % NaCl-Lösung künstlich zu erhöhen.

2.3.2. Indirekte Messung mit dem Impressionstonometer nach SCHIÖTZ

Im Einzelnen sei auf SCHIÖTZ (28) und DRAEGER (5) hingewiesen.

2.3.2.1. Prinzip der Methode und Beschreibung des Gerätes

Der io. D. resultiert aus der Größe der Eindellung, die der Stempel und das auf ihm ruhende Gewicht des Tonometers auf der Kornea hervorrufen (18).

In einer Hülse, deren Ende eine Fußplatte von 9 mm Durchmesser besitzt, gleitet ein Zapfen von drei Millimeter Durchmesser. Nach MOSES et al. (24) muß die durch den Tonometerstift erzeugte Hornhautdelle einen größeren Durchmesser als das Tonometerfußplattenloch besitzen. Zapfenende und Fußstück weisen konkave Grundflächen mit einem Krümmungsradius von 15 mm auf. Auf den am oberen Ende aus der Hülse herausragenden Zapfenteil werden verschiedene Gewichte (5,5 g/ 7,5 g/ 10 g/ 15 g) aufgeschraubt. Der Spitze des Zapfens liegt ein nach oben konvexer Bügel 4 mm von seinem Drehpunkt entfernt auf. Der Bogen ist der kurze Arm eines Hebels, der andere Arm ist ein 80 mm langer Zeiger. Er überträgt die Einsinktiefte des Zapfens auf eine Skala mit 20 Unterteilungen. Die kurzen Zapfenbewegungen werden durch das Verhältnis von 4 mm zu 80 mm verzwanzigfacht. An der Hülse sind zwei rechtwinklig gebogene Arme befestigt, an denen man das Tonometer bei der Messung hält.

Allen Tonometern sind Tabellen beigegeben, aus denen der dem Zeigerausschlag entsprechende Wert in mm Hg abgelesen wird. Die bei dieser Arbeit verwandte Richtabelle stammt von FRIEDENWALD, KRONFELD, BALLINTINE und TROTTER aus dem Jahre 1955 (20).

2.3.2.2. Vorbereitung des Versuchs und Meßvorgang

Vor und nach jedem Versuch wurde das Tonometer in

seine Einzelteile zerlegt und mit 80 % Alkohol sorgfältig gereinigt.

Nach jeder Messung ist es wichtig, die Fußplatte und das Zapfenende von dem vom Auge übernommenen Tränenfilm zu trocknen, da der Meßwert sonst durch die Adhäsionskräfte der Tränenflüssigkeit im Hülsen-Zapfen-Spalt verfälscht wird.

Nach lokaler Anästhesie der Kornea und Spreizung der Augenlider, ohne auf den Bulbus dadurch Druck auszuüben, wird das Tonometer senkrecht auf die Mitte der Kornea gesetzt. Bei richtiger Ausführung der Messung stellt sich ein leichtes, rhythmisches Schwanken des Zeigers ein, das durch den Pulsschlag bedingt ist.

2.3.3. Indirekte Messung des Augeninnendrucks mit dem Hand-Applanationstonometer nach DRAEGER (4)

2.3.3.1. Prinzip der Methode und Beschreibung des Gerätes

Das Prinzip des Hand-Applanationstonometers (3,25) beruht darauf, daß durch den Druck eines durchsichtigen Meßkölbchens gegen die Hornhaut eine meßbare Abplattung erzielt wird. Bei diesem System ist im Gegensatz zu MAKLAKOFF (21) die Applanationsfläche konstant und der Applanationsdruck variabel.

Im Hand-Applanationstonometer sind Meßsystem, Beleuchtung und Mikroskop vereinigt. Ein eingebauter Elektromotor bringt die notwendige Applanationskraft zur definierten Abplattung einer Fläche von 3,06 mm Durchmesser auf. Die applanierte Fläche wird durch ein 10-fach vergrößerndes Mikroskop mit Bildteiler betrachtet, wobei gleichzeitig die eingestellte Applanationskraft im Mikroskop abgelesen

wird. Zur Vermeidung von Bewegungsunruhe des Untersuchers während der Messung besitzt das Applanations-tonometer an seinem oberen Ende eine verstellbare Stirnstütze, die sich durch Daumendruck auf einen Hebel unterhalb des Okulars in beliebiger Stellung arretieren läßt. Im Fuß des Apparates und in den beiden parallel davon ausgehenden Rohren liegen Meßsystem und Elektromotor. Das dünne Rohr beinhaltet den Druckbalken mit dem Druckkörper. Das dickere Rohr dient als Griff und weist an seinem oberen Ende den Wippschalter für die Änderung des Applanationsdruckes, das Beleuchtungssystem mit dem senkrecht zur Rohrachse liegenden Mikroskop und die Stirnstützenführung auf. Das Licht der 6 V/5 W Birne fällt durch den Blaufilter, den Kondensor und den Druckkörper auf die applanierte Fläche. Gleichzeitig wird die im Okular des Mikroskops sichtbare Meßkraftskala beleuchtet. Das im Mikroskop enthaltene Teilungssystem versetzt die Halbbilder der applanierten Fläche um 3,06 mm gegeneinander. Ein Transformator, der über ein Kabel mit dem Applanationstonometer verbunden ist, liefert die notwendige Spannung und Stromstärke.

2.3.3.2. Vorbereitung des Versuchs und Handhabung des Gerätes

Zur Desinfektion des Meßkölbchens wird wässrige Merfen-Lösung (1:32 000) oder Solut. hydrarg. oxy-cyanat (1:1 000) verwendet. Nach jeder Messung muß das Prisma von Tränenflüssigkeit etc. getrocknet und gereinigt werden. Vor jeder Messung, der eine Anästhesierung oder Befeuchtung des Auges vorausge-

gangen ist, wird zunächst für einige Sekunden ein Streifen 10 %iges Fluorescein-Papier in den Bindehautsack gelegt, dann werden überstehende Flüssigkeitsseen ausgetrocknet.

Während des Meßvorganges soll das Auge eine konstante Blickrichtung beibehalten. Sowohl zwischen Kornea und Prisma liegende Wimpern, als auch das Prisma berührende Lider verfälschen den Meßwert (23).

Die Beleuchtung des Gerätes wird am Transformator eingeschaltet, das Mikroskopokular scharf auf die Skala eingestellt, die Arretierung des Druckarms am Fuß des Tonometers gelöst und durch Daumendruck auf den Wippschalter ein Meßdruck von $1 \text{ g} = 10 \text{ mm Hg}$ eingestellt, damit der Druckarm der Vorderwand des Schutzrohres anliegt.

Die Stirnstütze wird oberhalb des Lidrandes angesetzt, die Arretierung gelöst und das Tonometer gegen die Federwirkung der Stirnstütze dem Auge genähert, bis das Meßkölbchen die Kornea berührt, und der Druckarm in der Mitte des Schutzrohres steht. Dann erfolgt die Arretierung der Stirnstütze und der Daumen kann den Wippschalter bedienen.

Im Okular des Mikroskops werden zwei gegeneinander versetzte, fluoreszierende Halbringe abgebildet, die scharf erscheinen, wenn der Druckarm im Rohr zentriert ist. Der Applanationsdruck wird so lange erhöht, bis sich die beiden Halbringe so weit ausge dehnt haben, daß ihre Innenkanten übereinanderstehen. Werden die Halbringe unscharf abgebildet, ist die Mittellage des Druckbalkens im Schutzrohr nicht beibehalten worden. Es ist außerdem darauf zu achten, daß die Größe der Halbringe gleich ist. Nach MOSES (23) ergeben die schmaleren Menisci genauere Resultate, die breiteren Menisci zeigen einen leicht höheren Druck an.

3. Probanden und Ergebnisse

=====

Im folgenden Teil sind die Daten der einzelnen Versuchstiere im Zusammenhang mit den jeweiligen Meßergebnissen und Meßverfahren tabellarisch zusammengestellt.

3.1. Vergleich der Augeninnendruckmessung auf impressions- tonometrischem (y) und manometrischem (x) Wege.

Tabelle 1: Gewicht des Tieres 3,5 kg, Tonometerstiftgewicht 7,5 GM.

x	y	x	y	x	y	x	y
32,5	19,3	27,5	18,5	27,5	17	27,5	19,2
32,5	19,3	27,5	19,2	27,5	18,5	27,5	19,2
32,5	19,2	27,5	18,5	27,5	18,5	28,8	18,5
31,3	18,5	28,8	18,5	27,5	18,5	27,5	19,2
30	18,5	28,8	18,5	27,5	17,8	27,5	20,1
30	19,2	28,8	19,2	27,5	18,5	27,5	18,5
30	17	28,8	19,2	27,5	18,5	27,5	18,5
30	15,6	27,5	18,5	27,5	18,5	27,5	20,1
27,5	16,3	27,5	18,5	27,5	19,2	27,5	19,2
27,5	18,5	27,5	17	27,5	19,2	27,5	19,2
25	16,3	27,5	17,9	27,5	18,5	27,5	18,5
26,3	15,6	27,5	17	27,5	18,5	28,8	19,2
26,3	15	27,5	17	27,5	18,5	28,8	18,5
26,3	14,3	27,5	17	27,5	19,2	27,5	19,2
26,3	17	27,5	17	27,5	19,2	27,5	19,2
26,3	15,6	27,5	16,3	27,5	18,5	26,3	19,2
30	16,3	27,5	17,8	27,5	19,2	27,5	20,1
30	18,5	27,5	18,5	27,5	19,2	27,5	20,1
30	17,9	27,5	18,5	27,5	18,5	27,5	20,1
30	19,2	27,5	18,5	28,8	18,5	30	19,2
30	18,5	27,5	18,5	28,8	19,2	27,5	20,1
30	18,5	27,5	17,8	27,5	19,2	27,5	19,2
30	18,5	27,5	17,8	28,8	20,1	28,8	19,2
30	18,5	27,5	17	28,8	19,2	28,8	20,1

x	y	x	y	x	y	x	y
30	17,8	27,5	17,8	27,5	20,1	30	19,2
30	17,9	27,5	18,5	27,5	18,5	28,8	18,5
30	18,5	27,5	17,8	27,5	19,2	28,8	19,2
28,8	18,5	27,5	17	27,5	18,5	30	19,2

Tabelle 2: Gewicht des Tieres 3,6 kg, Tonometerstiftgewicht 10 GM.

x	y	x	y	x	y	x	y
70	43,4	70	46,2	62	42,1	68	49,1
70	43,4	66	46,2	62	42,1	68	51,4
74	42,1	66	47,6	66	42,1	68	51,4
70	40,2	66	46,2	66	42,1	72	50,6
74	43,4	64	46,2	66	43,4	74	50,6
74	43,4	64	47,6	64	44,1	72	50,6
74	43,4	66	46,2	64	43,4	72	50,6
70	40,2	64	46,2	62	43,4	68	50,6
68	50,6	66	44,8	64	43,4	72	51,4
70	46,9	64	43,4	64	43,4	72	52,2
70	43,4	66	45,5	62	46,9	72	52,2
70	45,5	66	45,5	58	43,4	72	51,4
70	43,4	64	43,4	58	43,4	72	50,6
68	43,4	58	44,8	56	43,4	72	50,6
70	43,4	62	44,8	54	43,4	72	50,6
68	44,8	64	43,4	54	43,4	72	50,6
72	44,8	62	42,1	54	43,4	70	50,6
70	42,1	62	42,8	72	50,6	72	50,6
66	43,4	62	42,8	68	50,6	74	51,4
66	43,4	58	40,2	70	50,6	74	51,4
68	44,1	60	40,2	66	50,6	74	50,6
70	44,8	62	42,1	68	50,6	74	51,4
66	44,8	58	43,4	66	50,6	74	51,4
68	45,5	60	42,1	66	49,1	74	50,6

x	y	x	y	x	y	x	y
74	50,6	70	50,6	62	42,1	64	43,4
74	50,6	70	49,9	64	44,1	60	42,8
74	51,4	68	51,4	64	43,4	60	43,4
72	50,6	70	43,4	64	44,8	60	44,1
70	50,6	64	43,4	64	44,8	60	44,1
72	51,4	62	42,4	64	45,5	60	44,1

Tabelle 3: Gewicht des Tieres 4 kg, Tonometerstiftgewicht
7,5 GM.

x	y	x	y	x	y	x	y
47,5	31,4	44,5	31,4	45,5	30,9	49	32
46	30,4	44,5	30,4	47	31,4	50	32
45	30,4	44	29,2	49,5	33	49,5	33
45,5	30,9	45	29,2	49,5	33	45	32
45	30,9	42,5	29,2	48	33	47,5	32
47,5	31,4	44	29,2	47	33	50	33,6
45	30,4	42,5	29	47	33	48	33
47	30,9	43,2	29	47	32	48,5	32,5
45	30,4	40,5	29,4	47	32	40	30,4
42,5	30,4	39,5	29,4	49	31,4	39,5	28
44,5	30,9	44	30,4	47	31,4	40	29
44	30,9	42	29,2	48,5	31,4	40	29
45	30,4	39,5	29,2	50	33,6	40	29
45	30,4	46	31,4	49	31,4	41	29,2
46	30,4	50	33	45	32	41	29,2
45	30,4	49,5	32	50	32	40	29
45	30,4	48,5	32	49,5	33,6	40	29
45	30,4	49,5	31,4	45	33	66	42,1
44,5	30,4	48	32	48,5	32,5	70	43,9
44	30,4	45	31,4	49	32	62,5	42,1

x	y	x	y	x	y	x	y
62,5	44,6	60	45,8	70	49,8	70	49,8
61	44,6	59	44,6	70	49,8	65	48,2
60,5	42,8	60	41,4	69	50,7	70	49,8
57,5	41,4	56	42,1	69	50,7	67,5	49
55	40,7	60	42,1	70,5	49,8	67,5	48,2

Tabelle 4: Gewicht des Tieres 4 kg, Tonometerstiftgewicht
10 GM.

x	y	x	y	x	y	x	y
62,5	44,8	69	44,1	65,5	44,8	64	43,4
66	44,8	70	46,9	66	44,8	68	47,6
66,5	49,1	69,5	45,5	66	44,8	66	44,1
65	41,5	69,5	46,2	65	44,1	66	44,1
65,5	43,4	68,5	45,5	66	44,8	65,5	45,5
65	49,1	67,5	45,5	65,5	43,4	65	44,8
64,5	42,1	64,5	46,9	68	46,2	64,5	44,8
65	45,5	65	45,5	65	44,1	64,5	44,1
65	45,5	66,5	47,6	66	48,4	65	45,5
64	46,2	67	46,2	65	44,1	65	44,1
63,5	43,4	65,5	45,5	66,5	46,9	65,5	46,9
63,5	43,4	65	44,8	64,5	46,2	65	45,5
64,5	44,1	65	46,2	65,5	48,4	62,5	44,8
65	44,8	66	50,6	68,5	48,4	64	44,1
68,5	46,2	64,5	46,2	66	46,2	60	44,1
68,5	46,2	67	44,1	65	45,5	63	44,1
69	43,4	65,5	47,6	65	44,8	65	45,5
68	44,8	65	46,2	65	44,1		

3.2. Vergleich der Augeninnendruckmessung auf manometrischem (x) und applanationstonometrischem (y) Wege unter Einbeziehung der Hornhautanästhesie, bzw. der Hornhautbefeuchtung (T) und der Zeitdifferenz (z) zwischen den einzelnen Messungen.

Tabelle 5: Gewicht des Tieres 4 kg

x	z	y	x	z	y	x	z	y
15	60	1	24,5	13	7,5	(T)		
15	31	2	T	35		39	25	15
15	10	1	24	20	3,2	35	36	13
T	46		23,5	25	5,8	30,5	19	11
14,5	37	0	21,5	30	4,2	30	31	9
15	28	1,3	21	8	4,2	29	11	9
15	38	1,2	T	27		T	52	
13,5	14	0	20	35	2,7	24	29	6,3
T	51		19,5	60	4	24	33	6,7
12,5	53	0	19,5	20	4	21	19	5
30	49	11	19	38	4	20,5	22	4
25	10	6,7	18,5	35	3	20,5		4
T	43		18,5	2		(T)		
23	27	4	(T)			39,5	19	15
21,5	33	5	35,5	26	17	37	31	15
21	30	4,5	33,5	32	12	32,5	32	11
20		3,6	30	30	10	30	42	9
(T) ⁺			26,5	30	9	27	12	8
41	25	16	25	9	7	T	51	
36,5	24	14	T	45		25,5	23	6,5
34	27	12	23,5	28	2	25	22	7
31	40	11,8	22	29	3,8	24	28	6
29	23	8	20	31	4	23,5	27	6
26	45	8	20	20	4,5	23,5		4,5
25	17	7,5	20		4,5	(T)		

⁺ (T) wurde bei der statistischen Auswertung wegen der nachfolgenden künstlichen Steigerung des io. D. nicht berücksichtigt.

x	z	y	x	z	y	x	z	y
57,5	22	26	37	19	17	33,5	27	10
49,5	15	21	T	29		30,5	30	7
45	33	20	32,5	17	5	29,5		7
40	24	16,2	32,5	25	7,5	(T)		
36,5	14	15	30	30	8	64,5	29	27
T	32		29,5	28	7,5	55	31	22,5
32,5	16	7	28,5		8	49	40	22
31	34	9,5	(T)			43	23	20,5
29,5	27	10	61	19	27,5	40	11	17
29	25	8	56	30	28	T	39	
26,5		8	49	27	23	35	32	9,3
(T)			45	27	20	34,5	37	12
56,5	22	20	40,5	9	16	32,5	38	10,5
49,5	27	18	T	32		30	40	10
44,5	26	17	35,5	27	9,5	29		8
40	24	16	34,5	33	12			

Tabelle 6: Gewicht des Tieres 3,7 kg

x	z	y	x	z	y	x	z	y
41,5	52	20,5	50	45	10	65	98	40,7
40,5	45	19	53	45	29	T	15	
40,5	43	19	56	32	32,2	64,5	53	41
42	47	20,6	59	27	36,2	66,5	120	38
43	60	20,5	62	20	36,5	T	23	
T	12		62	30	38,5	65	33	40
44	27	22	61	50	38,5	65	47	39
45,5	43	23	T	17		T	28	
46,5	30	27,5	64,5	19	36	64	20	37,2
48	40	26,5	65	22	38,5	64,5	49	37,5
T	10		66,5	24	40,5	64,5		38,5

Tabelle 8: Gewicht des Tieres 4,2 kg

x	z	y	x	z	y	x	z	y
33	105	0	36	25	6	22	45	6
30	112	3	33,5	122	9,5	22	50	6
33,5	74	9	34	80	13	21,5	67	7
35	55	10	33	55	13	22,5	58	6
31,5	110	10	T	40		22	25	6,8
36	55	19	31,5	84	7,2	24	90	8
36	67	19	30	100	11	23	79	6,5
35,5		20	29,5		6	22,5	49	7,5
T	35		T	29		22,5		7,4
35	92	10	30,5	80	3	T	47	
35	115	17	27,5	65	7	22,5	55	6,5
35,5		16	27,5	70	7,9	22,5	123	6,6
T	30		29,5	85	11	22,5		6,7
38,5	58	0	23	45	6	T	104	
40,5	35	15	22,5		6,7	22,5	103	7
40,5		14	T	47		22	170	7,5
T	30		22,5	50	6	21,5	80	7
38	60	5	22	54	6,2	22	62	7
36,5	60	8,7	22,5	67	6,8	22,5		7,5
38	85	14	22,5	57	3,9	T	42	
35,5		13	22		6	22,5	70	8,6
T	37		T	45		22,5		7

Tabelle 9: Gewicht des Tieres 1,8 kg

x	z	y	x	z	y	x	z	y
T	82		56,5	29	26,5	56,5	60	24
52	34	20,5	55		28,9	60	25	23
51,5	35	22,9	T	66		56,5	20	27

x	z	y	x	z	y	x	z	y
58	17	31	49	25	19,5	47	36	18,5
52,5		31	44	20	21,5	50	22	20
T	25		44	27	22,9	46,5		22
55	15	19	42		25	T	29	
55	14	25	T	34		47,5	25	12
55	16	27,5	42,5	15	15	50	18	14
51	17	29	42,5	16	16	50	37	14
52	15	30,5	46	22	19	45	24	18
53,5		30,8	46,5		21,7	46	20	18,2
T	32		T	26		45		22
50,5	26	19	46,5	15	13	T	29	
50,5	19	20,5	46	16	15	38,5	18	8,7
49	21	23,2	48	19	18	41,5	20	11,3
47	22	26	47	27	21	47	17	14,2
46,5	20	28	45,5		21	49,5	30	14,3
48,5		28	T	47		46		19
T	38		45,5	20	12,5	T	30	
45	38	23	46,5	36	16,8	37,5	41	11,5
45,5	34	26	48	25	17	45	47	13,2
42	19	26	47	24	17,5	40		16
40	43	26	43	25	20	T	38	
41		26	41,5		28	40	36	14
T	30		T	38		41	24	15
42,5	18	19	46	25	11	40		20
44	27	19	45,5	23	14,9	T	26	
44	55	20	49	26	17,8	31,5	28	8,8
44,5	29	23	49,5		18	34,5	23	13,5
42,5	28	24	T	35		34,5	31	15,3
46,5		29	45,5	17	10	31,5	23	11
T	43		46	17	15	30,5		15

x	z	y	x	z	y	x	z	y
T	23		36	23	14	34,5	20	13,8
36,5	23	9,9	31,5	35	17,2	35	20	14,2
38,5	21	12,7	39	38	21	34	23	14,3
35		14,5	35	.	16,7	35	24	16
T	65		T	32		33,5		17
45,5	50	14	35	24	11			

3.3. Statistische Auswertung der einzelnen Meßreihen

Alle Messungen wurden korrelationsanalytisch ausgewertet. Die Korrelationskoeffizienten und Regressionsgeraden, sowie Anzahl der Messungen, Mittelwerte und Standardabweichungen sind in Tabelle 10 und 11 dargestellt.

Tabelle 10: Impressionstonometrische Messungen

Tab.	n	$\overline{P}_M \pm s$	$\overline{P}_I \pm s$	r	$y' = A + Bx$
1	112	28,9 $\pm$ 1,3	18,4 $\pm$ 1,1	0,2336 ⁺	$y' = 12,8518 + 0,1974 x$
2	120	66,8 $\pm$ 5,1	46,1 $\pm$ 3,7	0,5952 ⁺⁺⁺	$y' = 16,7833 + 0,4389 x$
3	100	49,8 $\pm$ 8,8	34,4 $\pm$ 6,6	0,9693 ⁺⁺⁺	$y' = 2,0769 + 0,7323 x$
4	71	65,7 $\pm$ 1,8	45,4 $\pm$ 1,7	0,3021 ⁺⁺	$y' = 27,0281 + 0,2797 x$

Tabelle 11: Applanationstonometrische Messungen

Tab.	n	$\overline{P}_M \pm s$	$\overline{P}_A \pm s$	r	$y' = A + Bx$
5	102	30,5 $\pm$ 11,2	9,7 $\pm$ 6,7	0,9686 ⁺⁺⁺	$y' = 9,0721 + 0,6163 x$
6	27	55,9 $\pm$ 9,8	31,3 $\pm$ 8,9	0,9172 ⁺⁺⁺	$y' = 24,4247 + 0,9975 x$
7	57	33,1 $\pm$ 9,4	9,6 $\pm$ 6	0,8481 ⁺⁺⁺	$y' = 15,3790 + 0,7541 x$
8	55	28,6 $\pm$ 6,4	8,6 $\pm$ 4,3	0,5024 ⁺⁺⁺	$y' = 29,4537 + 1,3312 x$
9	96	44,7 $\pm$ 6,6	19,1 $\pm$ 5,8	0,5563 ⁺⁺⁺	$y' = 50,7179 + 1,5612 x$

1
21
1

n = Anzahl der Messungen
 $\overline{P}_M$ = Mittelwert der manometrischen Vergleichsmessungen
 $\overline{P}_I$ = Mittelwert der Impressionstonometrischen Messungen
 $\overline{P}_A$ = Mittelwert der applanationstonometrischen Messungen
 r_+ = Korrelationskoeffizient mit $p < 0,05$
 r_{++} = Korrelationskoeffizient mit $p < 0,01$
 r_{+++} = Korrelationskoeffizient mit $p < 0,001$

Zur Erläuterung des Zusammenhangs zwischen den drei angewandten Meßverfahren seien Meßreihe 2 und 9 als Beispiel graphisch dargestellt.

Abb. 1: Punkte - Korrelationsdiagramm eines Vergleichs zwischen manometrischer und impressionstonometrischer Augeninnendruckmessung (Meßreihe 2).

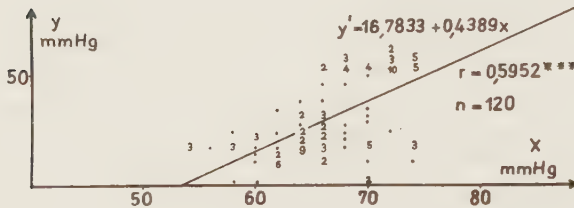
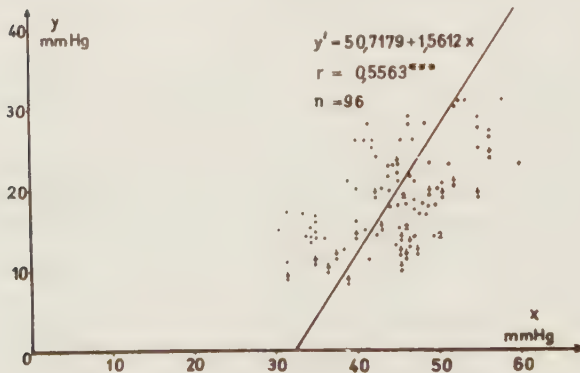
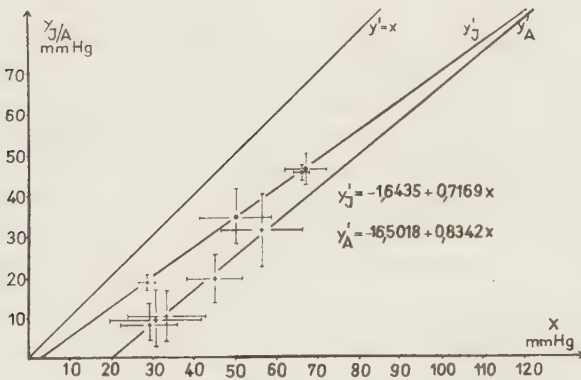


Abb. 2: Punkte-Korrelationsdiagramm eines Vergleichs zwischen manometrischer und applanationstonometrischer Augeninnendruckmessung (Meßreihe 9).



In der folgenden Abb. 3 werden die Mittelwerte und Standardabweichungen der einzelnen Meßreihen zusammengestellt.

Abb. 3: Mittelwerte und Standardabweichungen der manometrischen sowie impressionstonometrischen (*) und applanations-tonometrischen (+) Augeninnendruckmessung.



3.4. Beobachtung und statistische Sicherung des Druckabfalls bei applanationstonometrischer Messung des Augennendrucks nach Benetzung der Kornea.

Die Mittelwerte der manometrischen und applanationstonometrischen Druckmessung vor dem Tropfen, sowie der 1., 2., 3. und 4. Messung nach dem Tropfen wurden errechnet und im t-Test auf einen signifikanten Unterschied hin geprüft.

Tabelle 12: Die Mittelwerte der manometrischen (x) und der applanationstonometrischen (y) Messung (M) des io. D. vor und nach Benetzung der Kornea. Mittlerer zeitlicher Abstand (z) der 1., 2., 3., 4. Messung vom Moment des Tropfens an.

	n	x	y	z
M.v.T.	51	$\overline{M}_x$ 36,51	$\overline{M}_y$ 15,93	
		BEFEUCHTUNG	DER	KORNEA
1.M.	51	$\overline{M}_x$ 34,93	$\overline{M}_y$ 8,88	$\overline{M}_z$ 38,76
2.M.	51	$\overline{M}_x$ 34,85	$\overline{M}_y$ 11,38	$\overline{M}_z$ 35,5
3.M.	49	$\overline{M}_x$ 34,42	$\overline{M}_y$ 12,37	$\overline{M}_z$ 37,34
4.M.	41	$\overline{M}_x$ 34,03	$\overline{M}_y$ 12,81	$\overline{M}_z$ 36,65

n = Anzahl der Messungen

M.v.T. = Messung vor dem Tropfen

1.M. = 1. Messung nach dem Tropfen

etc. etc.

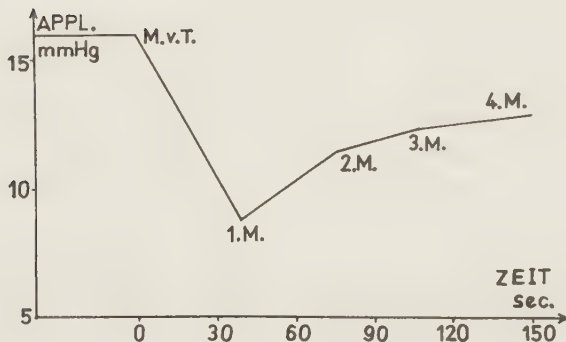
$\overline{M}_x$ = Mittelwert der manometrischen Vergleichsmessung

$\overline{M}_y$ = Mittelwert der applanationstonometrischen Messung

$\overline{M}_z$ = Mittelwert der zeitlichen Abstände

Zur Darstellung des zeitlichen Verlaufs der Druckänderung nach dem Tropfen wurde für die Messungen nach dem Tropfen je die mittlere Zeitdifferenz vom Moment des Tropfens errechnet. Der Zusammenhang ist in Abb. 4 dargestellt.

Abb. 4: Graphische Darstellung des applanationstonometrisch gemessenen Druckabfalls nach dem Tropfen sowie des Wiederanstiegs im Verlauf von etwa 150 sec.



M.v.T. = Messung vor dem Tropfen
1.M. = 1. Messung nach dem Tropfen
etc. = etc.

Der Druckabfall ist mit $t = 4,8992^{+++}$ hochsignifikant, der Druckanstieg zwischen der 1. und der 2. Messung nach dem Tropfen ist mit $t = -2,1828^{+}$ signifikant.

4. Diskussion

Der impressionstonometrischen wie der applanations-tonometrischen Augeninnendruckmessung sind als indirekten Methoden gemeinsam, daß der Meßwert als eine Summe verschiedener Kräfte zu verstehen ist. Außer der durch den Augeninnendruck bedingten Kraft spielen die elastischen Kräfte der Augenhüllen, Adhäsionskräfte, verursacht durch die Tränenflüssigkeit und eingebrachte, gelöste Substanzen und sekundäre Druckveränderungen, die durch den Meßvorgang selbst ausgelöst werden, eine Rolle. Bezogen auf die beiden Meßverfahren ist die absolute Größe dieser Kräfte unterschiedlich.

Der bedeutendste Korrekturfaktor bei der impressionstonometrischen Messung dürfte zweifellos durch die Kräfte bedingt sein, die durch die verhältnismäßig starke Verformung des Bulbus beim Meßvorgang hervorgerufen werden.

Die komplex zusammengesetzten elastischen Kräfte, die die Rigidität der Augenhüllen bedingen, sind bei KLEINERT (18) und bei GOLDMANN (11, 12) beschrieben. Eine Änderung des elastischen Verhaltens der Augenhüllen im Verlauf von Messungen beschreiben ITOI, KANEKO und SUGIMACHI (17) sowie HILTON, McEWEN und SCHULZ (16).

Die Volumenänderung beim Eindrücken der Kornea bedingt nach HETLAND-ERIKSEN (15) eine Steigerung des i.o. D., die nach Beendigung der Messung unter den Ausgangswert abfällt. Eventuell kann dies hier nur skizzierte Verhalten bei Meßreihen durch einen Summationseffekt stärker ins Gewicht fallen.

KÜCHLE et al. (19) geben an, daß der impressionstonometrisch gemessene Druck beim Kaninchenauge

einem höheren manometrischen Druck entspricht. Diese Diskrepanz läßt sich dadurch erklären, daß die anatomischen Verhältnisse bei Tier- und Menschaugen unterschiedlich sind (SHEPPARD (3), VELHAGEN (7)). Außerdem lassen sich die zum Teil großen Differenzen (Tab. 10) zwischen manometrisch und impressionstonometrisch gemessenem io. D. durch die Konstruktion des Gerätes für das Menschaugen sowie die an Leichenaugen erstellten Eichkurven erklären.

Der mittlere methodische Meßfehler bei Kaninchen wird von BLIEDUNG (1) mit $\pm 0,46$ Teilstrichen angegeben, was in etwa einem Fehler von 2,5 % bei der Angabe in mm Hg entsprechen dürfte. Einen wesentlich höheren mittleren Meßfehler von $\pm 0,75$ Teilstrichen gibt hingegen KÜCHLE et al. (19) für das Kaninchenauge an, für 50 menschliche Augen fanden sie einen mittleren Meßfehler von etwa $\pm 0,37$ Teilstrichen. LEYDHECKER (20) gibt bei Doppelmessungen an 2084 gesunden Menschaugen eine Fehlerbreite von $\pm 0,5$ Teilstrichen an. Für die vorliegenden Meßreihen kann durchaus von einem maximalen Meßfehler bei ca. 3 % ausgegangen werden, wobei die verhältnismäßig große Streuung bei Kollektiv 2 und 3 durch Abweichung des tatsächlichen io. D. bedingt ist. (s. Tab. 10 und Abb. 1).

Bei der applanationstonometrischen Messung wird der Bulbus in weit geringerem Maße verformt. SCHMIDT (30) gibt an, daß die hieraus resultierende Volumenverdrängung bei einem angenommenen io. D. von 20 mm Hg 0,6 cmm beträgt, was in Abhängigkeit von Hornhautkrümmungsradius und Rigidität zu einer Druckerhöhung von etwa 3 % führt. Bei der Bewertung der zusätzlichen Kräfte dürfte die Oberflächenkraft des Flüs-

sigkeitsfilms eine wesentliche Rolle spielen. Dies zeigt sich in dem Verhalten des applanationstonometrisch gemessenen Drucks nach Veränderung des Flüssigkeitsfilms beim Tropfen mit Oberflächenanästhetikum sowie 0,9 % Kochsalz-Lösung (s. Abb. 4). Es zeigt sich ein hochsignifikanter Abfall ($t = 4,8992^{+++}$) des applanationstonometrisch gemessenen Drucks bei der ersten Messung nach dem Tropfen. Diese erfolgte im Mittel nach 38 Sekunden. Bei der zweiten Messung, im Mittel 72 Sekunden nach dem Tropfen, zeigte sich ein signifikanter Anstieg der Werte ($t = -2,1828^+$) gegenüber der ersten Messung nach dem Tropfen. Bei den weiteren Messungen zeigt sich ein Anstieg des applanationstonometrisch gemessenen Drucks bis fast in Höhe des Ausgangswertes, wobei dieses Verhalten statistisch aufgrund der großen Streuung nicht gesichert werden konnte. Die Veränderung des applanationstonometrisch gemessenen io. D. nach dem Tropfen wäre durch drei verschiedene Mechanismen zu erklären:

1. Verringerung des tatsächlichen io. D. durch die pharmakologische Wirkung der aufgetropften Substanzen
2. Veränderung der Rigidität durch die lokale Wirkung der Tropfflüssigkeiten
3. Veränderung der Oberflächenkräfte durch die Menge, bzw. gelöste Substanzen der Tropfflüssigkeit

Eine Verringerung des io. D. kann durch die Konstanz des manometrisch gemessenen io. D. mit Sicherheit ausgeschlossen werden.

Da der Rigidität der Augenhüllen bei der Impressions-tonometrie eine wesentlich größere Bedeutung als bei der Applanationstonometrie zukommt, müßte der impressionstonometrisch gemessene io. D. nach dem Tropfen

einen zumindest ebenso deutlichen Abfall zeigen wie der applanationstonometrisch gemessene. Ein derartiges Verhalten konnte jedoch bei keiner Meßreihe beobachtet werden. Die Untersuchung von YTTÉBORG et al. (36) zeigen, daß ein io. D. von 70 mm Hg und mehr bei einer Versuchsdauer von über zwei Stunden eine Verdickung der Hornhaut des Kaninchens und damit eine Rigiditätsänderung zur Folge hat. Eine Dauer von zwei Stunden und mehr wurde bei vorliegenden Versuchen nicht erreicht, so daß druckbedingte Veränderungen der Hornhautdicke ebenfalls unwahrscheinlich sein dürften. An der Versuchsanordnung ist jedoch eine Veränderung der Rigidität, etwa als eine Wirkung des Fluoreszeins, nicht mit Sicherheit auszuschließen.

Die Kräfte, die durch die Oberflächenspannung des Flüssigkeitsfilms an Kornea und Meßkölbchen entstehen, lassen sich als gegengerichtet zur Rückstellkraft der verformten Korneaoberfläche auffassen. Die Rückstellkraft ist aber gleich groß und entgegengerichtet der Kraft, die die Korneaoberfläche verformt. Es ist daher leicht einzusehen, daß die absolute Höhe der Oberflächenkräfte auf die Messung direkt im Sinne einer Verringerung des applanationstonometrisch gemessenen io. D. wirkt. Vermehrt wirksame Oberflächenkräfte treten jedoch bei höherem Flüssigkeitsfilm, wie etwa direkt nach Benetzung der Korneaoberfläche auf. Entsprechende Veränderungen des applanationstonometrisch gemessenen Druckes bei unterschiedlicher Benetzung des Auges wurden beim Menschen durch GOLDMANN und SCHMIDT (12) beschrieben, wobei hier die Differenz zwischen 1 - 2 mm Hg liegt.

Darüberhinaus sind nach Angaben von MOSES (22, 23) sowie GOLDMANN und SCHMIDT (12) bei unterschiedlicher

Zusammensetzung der benetzenden Flüssigkeit mit differenten Meßergebnissen zu rechnen. Allerdings geben PRIJOT und WEEKERS (27) an, daß im klinischen Bereich der Einfluß von Lokalanästhetika auf die Oberflächenspannung verhältnismäßig gering ist.

Die Untersuchungen von GOLDMANN und SCHMIDT (10) zeigen, daß der Durchmesser der Applanationsfläche beim Menschen zwischen 2,5 und 4 mm liegen muß, damit sich "Hornhautsteifigkeit" und die "Adhäsionskräfte der Tränenflüssigkeit" weitgehend gegenseitig aufheben. GOLDMANN und SCHMIDT (11) fanden weiter, daß bei verschiedenen Tieraugen der applanationsstonometrisch gemessene Druck von dem manometrisch gemessenen io. D. nach unten abweicht. Aufgrund der unterschiedlichen anatomischen Gegebenheiten (GOLDMANN und SCHMIDT (11) sowie VELHAGEN (34)) fällt die Elimination der entgegengerichteten Kräfte bei den Tieraugen offenbar weniger stark ins Gewicht, so daß hier ein veränderter Zusammenhang zwischen manometrischem und applanationsstonometrisch gemessenem Druck als beim Menschen zu erwarten ist. Dieser Effekt wäre eventuell durch eine Veränderung der Applanationsfläche zu beseitigen (GOLDMANN und SCHMIDT (11)).

Die mittlere quadratische Abweichung bei Verwendung eines Applanationsstonometers wird von SCHMIDT (30) beim Menschen mit $\pm 0,5$ mm Hg angegeben. In den vorliegenden Ergebnissen muß jedoch der Meßfehler als wesentlich höher angesehen werden, da bei den Einzelmessungen unterschiedliche Benetzungsbedingungen vorlagen.

Generell ist zu sagen, daß bei zu langer Dauer der Messung, abnorm dicker oder dünner Hornhaut sowie

Epithelödem der Meßfehler erheblich zunimmt (12, 20). Bei den vorliegenden Meßreihen können Verfälschungen der Ergebnisse aus den oben angegebenen Ursachen als wahrscheinlich angenommen werden.

Bei sauberem Arbeiten mit dem HANSEN-Manometer kann ein Fehler von maximal 1,5 % angenommen werden (32). Die Zeitkonstante der Versuchsanordnung spielt hierbei keine Rolle, da die Änderung des io. D. in Bezug auf die Zeit sehr gering ist.

Die direkte manometrische Messung des io. D. kann aufgrund der geringen Störanfälligkeit als repräsentativ für den tatsächlichen Augeninnendruck angenommen werden. In der vorliegenden Arbeit wird der impressionstonometrisch bzw. applanationstonometrisch gemessene Druck daher auf den manometrisch gemessenen Augeninnendruck bezogen.

Bei beiden Meßverfahren ließ sich korrelationsanalytisch ein im allgemeinen hochsignifikanter Zusammenhang zwischen den indirekt und direkt gemessenen Werten für den Augeninnendruck nachweisen. Eine Übereinstimmung der Regressionsgeraden mit der für den Menschen zu fordernden Eichgeraden der Form $y = x$ lag bei keinem der untersuchten Kaninchenaugen vor. Dies war aus den obigen theoretischen Überlegungen heraus auch nicht zu erwarten. Abb. 1 und 2 zeigen diesen Zusammenhang sehr deutlich. Aus Tab. 10 und 11 ist ersichtlich, daß die Korrelation der impressionstonometrisch bzw. applanationstonometrisch gemessenen Werte mit den manometrisch gemessenen Werten um so enger ist, je größer die Schwankung des io. D. und damit die Streuung des manometrisch gemessenen Druckes ist. Bei geringer Schwankung des io. D. ist die Druckdifferenz vom Fehler der indirekten Messung kaum verschieden, so daß hierdurch eine Veränderung der Korrelation im Sinne

einer Verschlechterung erfolgt. Deutlich zeigt sich dies bei Meßreihe 1 und 4, bei denen die Druckschwankungen mit einem S von $\pm 1,3$ bzw. $\pm 1,8$ bei manometrischer Messung sehr gering sind. Liegen die Druckschwankungen mit $S_{\text{manometrisch}} \pm 8,8$ bei impressionstonometrischer und mit $S_{\text{manometrisch}} \pm 11,2$ bei applanationstonometrischer Messung, so läßt sich ein r von 0,96 ermitteln. Damit nähert sich r dem theoretisch zu erwartenden Wert von 1.

Die Steigung der Regressionsgeraden bei Meßreihe 8 und 9, die größer 1 ist, kann auf die Verringerung des applanationstonometrisch gemessenen Druckes nach dem Tropfen zurückgeführt werden. Wie aus Abb. 2 ersichtlich liegen die ersten Messungen nach dem Tropfen im allgemeinen im unteren Bereich des io. D., woraus eine Steilstellung der Regressionsgeraden resultieren könnte.

Da innerhalb der einzelnen Meßreihen die Schwankung des io. D. verhältnismäßig gering ist, erschien es sinnvoll, die Mittelwerte der jeweiligen Messungen zu vergleichen. In Abb. 3 zeigt sich, daß sowohl für die impressionstonometrische Messung wie für die applanationstonometrische Messung die Mittelwerte auf jeweils verschiedenen, definierten Geraden liegen. Die Mittelwerte der impressionstonometrischen Messung zeigen eine weitaus geringere Streuung um die entsprechende Gerade als die der applanationstonometrischen Mittelwerte. Dieses unterschiedliche Verhalten könnte auf eine geringere Fehlerbreite der impressionstonometrischen Messung bei diesem Versuchsaufbau hinweisen...

Die mit 0,83 gegenüber 0,71 deutlich größere Steigung der Geraden der applanationstonometrischen Mittelwerte könnte durchaus ein Hinweis darauf sein, daß die appla-

nationstonometrische Messung insgesamt durch eine geringere Bulbusdeformierung den tatsächlichen Verhältnissen des 10. D. eher entspricht.

SMITH (33) sowie eine große Sammelstudie (2) zeigten, daß der applanationstonometrisch gemessene Druck beim Menschen in den meisten Fällen über dem impressions-tonometrisch gemessenen Druck liegt. Die anderen Verhältnisse beim Kaninchenauge deuten einmal mehr darauf hin, daß die verwendete Applanationsfläche den anatomischen Verhältnissen nicht entspricht.

In diesem Zusammenhang sei auf FLOCKS und HEUSCHER (8) verwiesen, die die Übertragbarkeit von tierexperimentellen Befunden auf den Menschen mit großer Vorsicht beurteilt sehen wollen.

5. Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit wurde der Zusammenhang zwischen der impressionstonometrischen und der applanationstonometrischen Messung des Augeninnendrucks am Kaninchenauge überprüft. Als repräsentativ für den tatsächlichen io. D. wurde der Druck in der Vorderkammer manometrisch bestimmt.

Sowohl für die impressionstonometrische wie für die applanationstonometrische Messung konnte ein hochsignifikanter Zusammenhang mit der manometrischen Druckmessung gesichert werden (die besten Korrelationskoeffizienten für beide Verfahren $r = 0,97^{+++}$). Dieser Zusammenhang zeigt sich allerdings nur bei verhältnismäßig großen Schwankungen des io. D. in voller Deutlichkeit.

Die Regressionsgeraden sind im Einzelnen unterschiedlich und immer von der zu erwartenden Geraden der Form $y = x$ verschieden. Dies wird auf unterschiedliche anatomische Gegebenheiten wie auf meßtechnische Probleme zurückgeführt.

Bei der applanationstonometrischen Messung des io. D. wurde ein Abfall des Druckes nach Benetzung der Kornea beobachtet und statistisch gesichert ($t = 4,9^{+++}$). Ebenso zeigte sich ein signifikantes Ansteigen des Druckes ($t = 2,2^+$) im Verlauf von 72 Sekunden nach dem Tropfen.

Aufgrund der statistischen Auswertung der vorliegenden Ergebnisse am Kaninchenauge ist eine sichere Aussage über einen unterschiedlichen Wert der impressionstonometrischen und applanationstonometrischen Methode nicht möglich. Im Rahmen der Betrachtung der Mittelwerte aus den einzelnen Meßreihen läßt sich jedoch eventuell ein

geringfügiger besserer Zusammenhang zwischen applana-
tionstonometrischem Druck und tatsächlichem io. D.
ableiten.

6. Literaturverzeichnis

- (1) BLIEDUNG, C.:
Experimentelles zur Tonometrie
Klin. Mbl. f.d. Augenheilk. 68,
390-391 (1922)
- (2) DEPT. OPHTHAL. UNIV. OF MIAMI:
The incidence of SCHIÖTZ-applanation
disparity
Arch. Ophthal. (Chicago) 77, 305-308 (1967)
- (3) DRAEGER, J. u. D. SEVERIN:
Gegenwärtiger Stand der Applanationstonometrie
Klin. Mbl. f.d. Augenheilk. 157, 285-299 (1970)
- (4) DRAEGER, J.:
Über ein lageunabhängiges Applanationstono-
meter
Klin. Mbl. f.d. Augenheilk. 149, 905-911 (1966)
- (5) DRAEGER, J.:
Geschichte der Tonometrie
Verlag S. Karger, Zürich 1961
- (6) DRAEGER, J.:
Die altersabhängige Änderung des Rigidi-
täts-Koeffizienten
Z. ärztl. Fortbildung (Jena) 54, 197-199 (1960)
- (7) DRAEGER, J.:
Untersuchungen über den Rigiditäts-Koeffi-
zienten
Doc. Ophthalmologica Vol. XIII, 431-486 (1959)
- (8) FLOCKS, M. u. R. HEUSCHER:
Experimental tonography and tonometry
on rabbits
A.M.A. Arch. Ophthal. 63, 201-211 (1960)
- (9) FRANCOIS, J.:
The importance of scleral rigidity in
ocular tonometry
J. All.-India ophthal. Soc. 8, 16-24 (1960)

- (10) GOLDMANN, H. u. T. SCHMIDT:
Ein Applanationstonometer für den
liegenden Patienten
Klin. Mbl. f.d. Augenheilk. 144, 188-196 (1964)
- (11) GOLDMANN, H. u. T. SCHMIDT:
Weiterer Beitrag zur Applanationstonometrie
Ophthalmologica (Basel) 141, 441-456 (1961)
- (12) GOLDMANN, H. u. T. SCHMIDT:
Über Applanationstonometrie
Ophthalmologica (Basel) 134, 221-242 (1957)
- (13) GOLDMANN, H.:
Un nouveau tonomètre à applanation
Bull. e. Mem. Soc. franc. Ophthalm 67,
474-478 (1954)
- (14) GRAEFE, A.v.:
Die Briefe Albrecht v. GRAEFES an F.C. DONDERS
Klin. Mbl. f.d. Augenheilk. 95, Beil. H. (1935)
- (15) HETLAND-ERIKSEN, J.:
On tonometry. III. Pressure recordings by
SCHIÖTZ tonometry on living human eyes
Acta ophthalm. (Kbh) 44, 107-113 (1966)
- (16) HILTON, G.; W. McEWEN u. H.P. SCHULZ:
Fast-acting applanation tonometers. I. The
probable explanation of the second order
effects and the discrepancy between fast-
and slow-acting tonometers as illustrated
with a new electronic tonometer
Arch. Ophthalm. (Chicago) 69, 717-721 (1963)
- (17) ITOI, M.; H. KANEKO u. T. SUGIMACHI:
Anelasticity of eye ball and errors in
tonometry
Jap. J. Ophthalm. 9, 61-68 (1965)
- (18) KLEINERT, H.:
Tension und Rigidität des Auges
Klin. Mbl. f.d. Augenheilk. 122, 51-63 (1953)

- (19) KÜCHLE, H.J. u. W. ROHRSCHEIDER:
Zur Beurteilung und Verwertbarkeit tonometrischer Meßergebnisse unter besonderer Berücksichtigung des Kaninchenauges
DOG Heidelberg 58, 74-76 (1953)
- (20) LEYDHECKER, W.:
Glaukom, Ein Handbuch
Springer Verlag, Berlin-Göttingen-Heidelberg 1960
- (21) MAKLAKOFF, C.:
L' ophthalmotonométrie
Arch. Ophthal. (Paris) 5, 159-165 (1885)
- (22) MOSES, R.A.:
Fluorescein in applanation tonometry
A.J.O. 49, 1149 - 1155 (1960)
- (23) MOSES, R.A.:
The GOLDMANN applanation tonometer
A.J.O., Ser. 3, 46, 865-869 (1958)
- (24) MOSES, R.A. u. K. HAHN:
The effect of tonometer footplate hole on scale reading
A.M.A. Arch. Ophthal. 60, 36-48 (1958)
- (25) MÖLLER, J.D.:
Informationsschrift der Firma Möller
Optische Werke, Wedel/Holstein
- (26) NIESEL, P.:
Messung von experimentell erzeugten Änderungen der Aderhautdurchblutung bei Kaninchen
Verlag S. Karger, Zürich 1968
- (27) PRIJOT, E. u. R. WEEKERS:
Mesure "in vivo" de la rigidité d' un oeil humain normal par injection de liquide dans la chambre antérieure
Bull. Soc. belge Ophthal. 121, 292-301 (1959)

- (28) SCHIÖTZ, H.J.:
Ein neuer Tonometer
Arch. Augenheilk. 52, 401-424 (1905)
- (29) SCHMIDT, T.:
Der Differenzwert, ein Maß für die
Augapfelrigidität
Klin. Mbl. f.d. Augenheilk. 131, 195-202 (1957)
- (30) SCHMIDT, T.:
Fortschritte in der Differentialtonometrie
Klin. Mbl. f.d. Augenheilk. 129, 196-201 (1956)
- (31) SHEPPARD, L.B.:
The anatomy and histology of the normal
rabbit eye with special reference to the
ciliary zone
Arch. of Ophthalm. 66, 896 (1961)
- (32) SIMONSEN & WEEL:
Informationsschrift der Firma S & W
DK-2620 Albertslund
- (33) SMITH, J.L.:
Aplanation versus SCHIÖTZ tonometry
The syndrom of "reverse ocular rigidity"
A.J.O., Ser. 3, 58, 807-812 (1964)
- (34) VELHAGEN, K.:
Der Augenarzt
Band I 1969
- (35) WIELAND, R.D.:
Tierexperimentelle Untersuchungen über
das Verhalten des Augeninnendrucks unter
der Einwirkung kreislaufaktiver Pharmaka
und statistische Auswertung der Ergebnisse
Inaugural-Dissertation, Augenklinik-Erlangen-
Nürnberg, 1972
- (36) YTTÉBORG, J.:
Corneal edema and intraocular pressure
I. Animal experiments
Arch. of Ophthalm. 74, 375-381 (1965)

Lebenslauf

Am 6. November 1946 wurde ich, Klaus Franz Georg Buechler, als Sohn des damaliger Fuhrunternehmers Klaus Buechler und der Hausfrau Rosemarie Warmbold, geb. Bache, in Gunzenhausen geboren.

Von 1953 - 1957 besuchte ich die Volksschule in Gunzenhausen und wechselte 1957 in die dortige Oberealschule über. Nach dem Abitur (1966) leistete ich meinen Wehrdienst beim Bundesgrenzschutz in Oerlenbach ab und immatrikulierte mich im Wintersemester 1967/68 an der Universität Erlangen-Nürnberg für das Fach Medizin. Nach dem Sommersemester 1968 legte ich das Vorphysikum, nach dem Wintersemester 1969/70 das Physikum und am 7.6.1973 das Medizinische Staatsexamen an der Friedrich-Alexander-Universität in Erlangen ab.

Herrn Prof. Dr. E. Schreck danke ich für die
Möglichkeit in der Universitäts-Augenklinik
Erlangen zu arbeiten und Herrn Priv.-Doz.
Dr. E. Genée für die Überlassung des Themas
und die freundliche Unterstützung bei der
Arbeit.

